

ULTRASONIC DIAGNOSING DEVICE AND ULTRASONIC DIAGNOSING METHOD

Publication number: JP2001340336 (A)

Publication date: 2001-12-11

Inventor(s): TAMURA KAZUHIRO

Applicant(s): TOSHIBA MEDICAL SYS CO LTD; TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO

Classification:

- international: **A61M25/00; A61B8/00; G06T1/00; A61M25/00; A61B8/00; G06T1/00; (IPC1-7): A61B8/00; A61M25/00; G06T1/00**

- European:

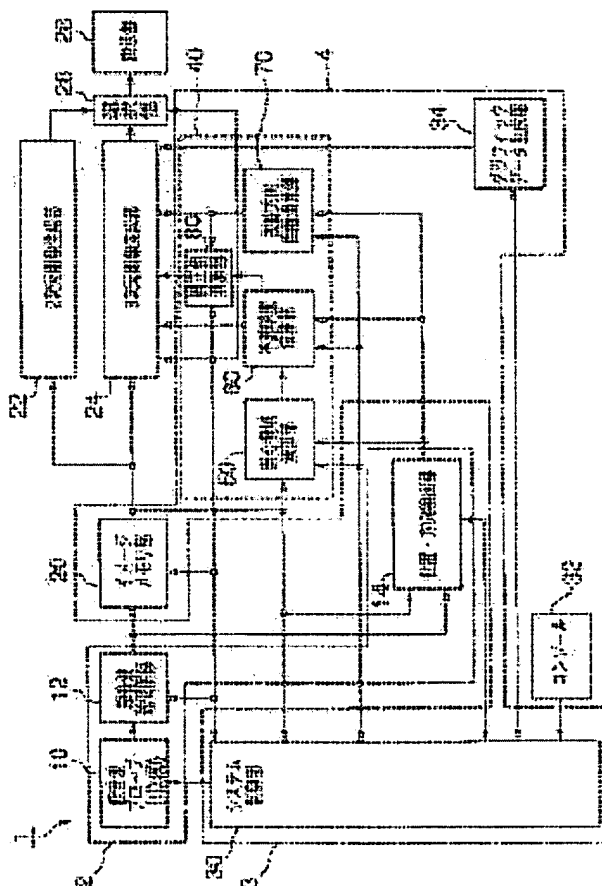
Application number: JP20000164911 20000601

Priority number(s): JP20000164911 20000601

Abstract of JP 2001340336 (A)

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an ultrasonic diagnosing device and an ultrasonic diagnosing method wherein a proper setting is performed without an adjusting work for a display image by an operator in a three-dimensional image display process, and at the same time, even when an area of interest moves, the image of the area of interest or the like can be clearly displayed.

SOLUTION: This ultrasonic diagnosing device is equipped with a three-dimensional image forming means 24, an ultrasonic probe 10 and a catheter 11 which is inserted in a subject. In this case, the three-dimensional image forming means 24 forms a three-dimensional image from an image signal obtained by the ultrasonic probe 10 which obtains the image signal by scanning in the subject by an ultrasonic wave.; Then, the ultrasonic diagnosing device performs an ultrasonic diagnosis by displaying the three-dimensional image on a display screen. The ultrasonic diagnosing device is also equipped with a detecting means 2 which detects the distal end location and the distal end direction of the catheter. In addition, a control means 4 which changes and controls the opaque degree of an area of interest for an object, wherein the characteristics around the distal end area in the subject are extracted, in response to the movement of the catheter 11 is provided.



Data supplied from the esp@cenet database — Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2001-340336
(P2001-340336A)

(43)公開日 平成13年12月11日(2001.12.11)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード*(参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
A 6 1 M 25/00	3 1 2	A 6 1 M 25/00	3 1 2 5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	2 9 0	G 0 6 T 1/00	2 9 0 D

審査請求 未請求 請求項の数19 OL (全 14 頁)

(21)出願番号	特願2000-164911(P2000-164911)	(71)出願人	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 東京都北区赤羽2丁目16番4号
(22)出願日	平成12年6月1日(2000.6.1)	(71)出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(72)発明者	田村 和宏 東京都北区赤羽2丁目16番4号 東芝医用 システムエンジニアリング株式会社内
		(74)代理人	100081411 弁理士 三澤 正義

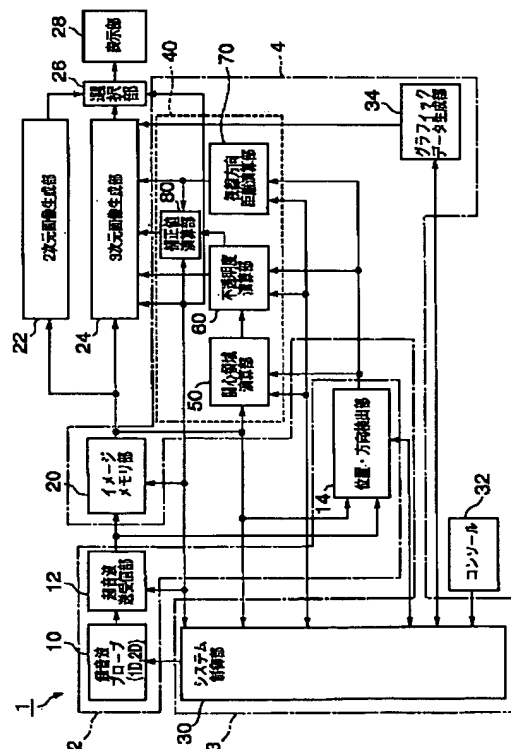
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断方法

(57) 【要約】

【課題】 本発明は、3次元画像表示処理において操作者が表示画像の調整作業を行うことなく適正な設定が行われるとともに、関心領域が移動しても関心領域等の画像を鮮明に表示できる超音波診断装置及び超音波診断方法を提供する。

【解決手段】 被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブ１０得られた画像信号から３次元画像を生成する３次元画像生成手段２４と、超音波プローブ１０と、被検体内に挿入されるカテーテル１１と、を有し、３次元画像を表示画面に表示して超音波診断を行う超音波診断装置である。カテーテルの先端位置及び先端方向を検出する検出手段２を有する。さらに、先端位置と先端方向に基づいて、被検体内における先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の不透明度を、カテーテル１１の移動に応じて変更制御する制御手段４を設けている。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐する超音波診断装置において、前記被検体内における前記挿入手段の先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の画像表示パラメータを決定する条件情報を検出する検出手段と、検出された前記条件情報に基づいて、前記関心領域の画像表示パラメータを、前記挿入手段の移動及び3次元空間上の視点位置の移動に応じて変更制御する制御手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐する超音波診断装置において、前記挿入手段の先端部の先端位置と、挿入される前記先端部の先端方向とを検出する検出手段と、検出された前記先端位置と前記先端方向とに基づいて、前記被検体内における前記先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の不透明度を、前記挿入手段の移動に応じて変更制御する制御手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】 被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐する超音波診断装置において、前記挿入手段の先端部の先端位置と、挿入される前記先端部の先端方向とを検出する検出手段と、検出された前記先端位置と前記先端方向とに基づいて、前記被検体内における前記先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の視線方向を、3次元空間上の視点位置の移動に応じて変更制御する制御手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】 被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐する超音波診断装置において、前記挿入手段の先端部の先端位置と、挿入される前記先端部の先端方向とを検出する検出手段と、検出された前記先端位置と前記先端方向とに基づいて、前記被検体内における前記先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の不透明度を、前記挿入手段の移動及び3次元空間上の視点位置の移動に応じて変更制御する制御手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 前記制御手段は、前記先端位置と前記先端方向とに基づいて、前記関心領域のボクセル値の平均値を算出する関心領域演算部と、前記ボクセル値の平均値に基づいて、前記不透明度の不透明度曲線を算出する不透明度演算部と、を含み、前記不透明度曲線に基づき、前記関心領域の強調表示の強調度を変更制御することを特徴とする請求項4に記載の超音波診断装置。

【請求項6】 前記制御手段は、前記先端位置と前記先端方向とに基づいて、3次元空間上の視点位置から前記先端位置までの視線方向の距離を算出する視線方向距離演算部と、前記視線方向の距離に基づいて、前記不透明度を補正する補正値を算出するとともに、前記補正値と前記不透明度とに基づいて、補正された不透明度を算出する補正値演算部と、を含むことを特徴とする請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項7】 前記関心領域の表示態様を規定する関心領域パラメータを設定する設定手段をさらに有し、前記制御手段は、前記設定手段により設定された関心領域パラメータに基づいて、制御により算出された前記関心領域の関心領域パラメータを変更制御することを特徴とする請求項4乃至請求項6のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項8】 前記関心領域演算部は、前記先端位置と前記先端方向とに基づいて、前記挿入手段のボクセル位置を算出するボクセル位置演算部と、前記挿入手段の前記ボクセル位置と前記関心領域の表示態様を規定する関心領域パラメータとに基づいて、前記関心領域のボクセル値を抽出する関心領域抽出部と、を含むことを特徴とする請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項9】 前記関心領域パラメータは、前記関心領域の形状であることを特徴とする請求項7又は請求項8に記載の超音波診断装置。

【請求項10】 前記関心領域パラメータは、前記関心領域の前記先端方向の方向優先度であることを特徴とする請求項7又は請求項8に記載の超音波診断装置。

【請求項11】 前記関心領域パラメータは、前記関心領域の大きさであることを特徴とする請求項7又は請求項8に記載の超音波診断装置。

【請求項12】 前記制御手段は、前記設定手段による設定入力に基づいて、前記表示画面上にグラフィック表示データを生成するグラフィックデータ生成部をさらに有することを特徴とする請求項7に記載の超音波診断装置。

【請求項13】 前記グラフィック表示データは、前記不透明度の不透明度曲線であることを特徴とする請求項

12に記載の超音波診断装置。

【請求項14】 前記グラフィック表示データは、3次元空間上の視点位置から前記先端位置までの視線方向の距離と、前記不透明度を補正する補正值との関係を示す補正曲線であることを特徴とする請求項12又は請求項13に記載の超音波診断装置。

【請求項15】 前記検出手段は、前記先端位置を検出する第1の検出部と、前記先端方向を検出する第2の検出部と、を有し、前記第2の検出部は、前記挿入手段の先端部に少なくとも2つの造影部を含むことを特徴とする請求項4に記載の超音波診断装置。

【請求項16】 被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを含んだ超音波診断装置であって、前記超音波プローブに装着されて被検体内に挿入される挿入手段の先端部にて、前記挿入手段の形成方向に沿って少なくとも2つの造影部を設けたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項17】 前記造影部は、前記挿入手段と異なるコントラストのコントラスト剤含有部であることを特徴とする請求項16に記載の超音波診断装置。

【請求項18】 被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐して超音波診断を行う超音波診断方法であって、前記挿入手段の先端部の先端位置と、挿入される前記先端部の先端方向とに基づいて、前記挿入手段の移動及び3次元空間上の視点位置の移動に応じて、前記被検体内の前記挿入手段の先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の不透明度を変更する演算を行う演算制御ステップと、この演算結果に基づいて、前記関心領域を表示画面上に表示する表示制御ステップと、を含むことを特徴とする超音波診断方法。

【請求項19】 前記演算制御ステップは、前記先端位置と前記先端方向とに基づいて、前記関心領域のボクセル値の平均値により前記不透明度の不透明度曲線を算出するステップと、3次元空間上の視点位置から前記先端位置までの視線方向の距離に基づき、前記不透明度を補正する補正值を算出するステップと、前記補正值と前記不透明度に基づき、補正された不透明度を算出するステップと、を含むことを特徴とする請求項18に記載の超音波診断方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置及び超音波診断方法に関し、特に、超音波3次元画像表示を用いる診察においてカテーテルや穿刺針の位置情報を元に、その関心領域から3次元画像表示パラメータを自動設定し、超音波画像で被検体内部をモニタリングしながら、診断・手術・治療を行う超音波診断装置及び超音波診断方法に関する。

【0002】

【従来の技術】この種の超音波診断装置では、超音波3次元走査によりカテーテルをモニタし、被検体内の3次元画像を表示画面上に表示することが行われる。特に、超音波診断装置は、リアルタイム表示が可能な為、カテーテル等をモニタしながら操作できることや、X線等の被爆がないことを理由に用いられる。

【0003】この3次元画像表示は、2次元画像表示と違い、ボリューム空間として前後・左右の位置関係を明確にでき、しかも、自由な角度からの表示ができることなどに特徴がある。さらに加えて、2次元画像表示で用いられる画像処理の他に、深さ方向に係る処理操作が必要となる。

【0004】3次元画像表示における代表的な画像表示パラメータには、(1)対象データの投影方向を示す視線方向(Ray)、(2)対象データ値や深さ方向に対する強調度を示す不透明度(Opacity)、(3)視線方向から手前側の一部のデータを削除し表示するカッティング、(4)データ値の法線ベクトルによる陰影強調を行うシェーディング、等がある。

【0005】従来、このような超音波を含めた医療用3次元画像表示装置でのボリュームレンダリング表示では、オブジェクトの関心領域を見易い表示に調整するには、操作者が表示画像を見ながら上述の各画像表示パラメータを調整することで、最適なモニタリングを行っていた。

【0006】例えば、不透明度等の画像表示パラメータを操作者が変えることにより、視点位置からの深さ方向(視線方向)の見え方を変化させることが行われている。

【0007】このように、3次元画像表示では、不透明度やカラーの条件等を変えることにより、視線方向からの奥行き、輝度、色彩等の変更を行うが、この設定は、通常、操作者が観察に適した画像になるように、マニュアル操作を繰り返して調整作業を行っていた。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】ところで、上述のようなマニュアル操作による調整作業を行う場合には、煩雑な操作を短時間に行う必要があり、操作者の大きな負担となっていた。

【0009】例えばボリュームレンダリングによる3次

元画像表示による、血管への挿入手段例えばカテーテル等のガイドを例にすると、以下の操作が必要となる。

【0010】まず、カテーテルの進行方向の血管状況、障害物組織、目標病巣の表示を行う場合には、視点位置を変更するとともに、視線方向（進行方向）の奥行きを調整する。また、カテーテルの操作方向を把握しやすくする為に上下・左右・回転の各々を調整する（ステップ「以下、s」1a）。次に、視線方向や超音波プローブの距離変化による表示深度の調整を行うとともに、不透明度の設定を変える（s1b）。そして、対象部位となる組織の強調、すなわち不透明度の設定を変えるとともに、カラー／グレイ設定を変える（s1c）。最後に、観察不要な手前部分のカッティング位置を指定し、当該部分をカットする（s1d）。

【0011】次に、関心領域、病巣等の組織の詳細表示を行い、治療状況の観察を行う場合には、関心領域付近が鮮明に見えるように、不透明度を変えて表示深度を調整する（s2a）。そして、前記調整で、視線方向手前に関心領域類似値がある場合、奥行き方向の強度が弱くなる為、視線方向を変えるとともに、カッティング位置を調整する（s2b）。最後に、関心領域を鮮明にする為に、ウインドウ幅、ウインドウレベルを調整する（s2c）。

【0012】上記の（s1a）～（s2c）に示すように、3次元表示処理には、調整要素が多い為、操作者は表示画像を見ながらの繰返し調整を短時間に行わなければならない。

【0013】しかも、現在の関心領域表示が、適正な設定で行われているかも操作者の判断で行われるために、適正な診断の妨げになっていた。

【0014】また、関心領域等の画像は上述のパラメータのみでは、鮮明に表示することができなかった。

【0015】さらに、カテーテルの先端部の移動に伴い、関心領域が移動すると、その都度、再度調整する必要があった。このようなことは、診察、手術をする上での弊害となっていた。

【0016】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、3次元画像表示処理において操作者が表示画像の調整作業を行うことなく、適正な設定が行われるとともに、関心領域が移動しても関心領域等の画像を鮮明に表示することのできる超音波診断装置及び超音波診断方法を提供することにある。

【0017】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐する超音波診断装置において、前記被検体内における前記挿入手段の先端部周辺の

特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の画像表示パラメータを決定する条件情報を検出する検出手段と、検出された前記条件情報に基づいて、前記関心領域の画像表示パラメータを、前記挿入手段の移動及び3次元空間上の視点位置の移動に応じて変更制御する制御手段と、を含むことを特徴としている。

【0018】また、請求項2に記載の発明は、被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐する超音波診断装置において、前記挿入手段の先端部の先端位置と、挿入される前記先端部の先端方向とを検出する検出手段と、検出された前記先端位置と前記先端方向とに基づいて、前記被検体内における前記先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の不透明度を、前記挿入手段の移動に応じて変更制御する制御手段と、を含むことを特徴としている。

【0019】また、請求項3に記載の発明は、被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐する超音波診断装置において、前記挿入手段の先端部の先端位置と、挿入される前記先端部の先端方向とを検出する検出手段と、検出された前記先端位置と前記先端方向とに基づいて、前記被検体内における前記先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の視線方向を、3次元空間上の視点位置の移動に応じて変更制御する制御手段と、を含むことを特徴としている。

【0020】また、請求項4に記載の発明は、被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐する超音波診断装置において、前記挿入手段の先端部の先端位置と、挿入される前記先端部の先端方向とを検出する検出手段と、検出された前記先端位置と前記先端方向とに基づいて、前記被検体内における前記先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の不透明度を、前記挿入手段の移動及び3次元空間上の視点位置の移動に応じて変更制御する制御手段と、を含むことを特徴としている。

【0021】また、請求項18に記載の発明は、被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブを有し、この超音波プローブによる画像信号に基づいて生成された被検体内の3次元画像表示を行うことにより被検体内に挿入される挿入手段の操作を補佐して超音波診断を行う超音波診断方法であって、前記挿入手段の先端部の先端位置と、挿入される前記先端部の先端方向

とに基づいて、前記挿入手段の移動及び３次元空間上の視点位置の移動に応じて、前記被検体内の前記挿入手段の先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の不透明度を変更する演算を行う演算制御ステップと、この演算結果に基づいて、前記関心領域を表示画面上に表示する表示制御ステップと、を含むことを特徴としている。

【００２２】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施の形態の一例について、図面を参照して具体的に説明する。

【００２３】〔第１の実施の形態〕

（全体構成）先ず、超音波診断装置の全体の概略構成について、図１を参照して説明する。図１は、本発明の一実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示す機能ブロック図である。

【００２４】超音波診断装置１は、被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブに装着された挿入手段を被検体内に挿入し、画像信号に基づいて生成された被検体内の少なくとも３次元画像を表示画面上に表示して超音波診断を行うものである。

【００２５】この超音波診断装置１は、被検体内における挿入手段の先端部周辺の特徴を抽出したオブジェクトの関心領域の画像表示パラメータを決定する条件情報を検出する検出手段２と、検出された条件情報に基づいて、関心領域の画像表示パラメータを、挿入手段の移動及び表示画面上の視点位置の移動に応じて変更制御する制御手段４と、被検体内に挿入される挿入手段であるカテーテル１１（図３参照）と、検出手段２より得られた画像信号から２次元画像を生成する２次元画像生成部２２と、検出手段２より得られた画像信号から３次元画像を生成する３次元画像生成部２４と、２次元画像生成部２２から出力される２次元画像及び３次元画像生成部２４から出力される３次元画像のいずれかを選択する選択部２６と、選択された画像を表示画面上にて表示するよう表示制御する表示部２８と、前記表示画面上にて各種パラメータ等を設定入力するための設定手段としてのコンソール３２と、を含んで構成される。

【００２６】ここで、関心領域の画像表示パラメータとしては、例えば不透明度、視線方向、カッティング、シェーディング等が挙げられる。なお、不透明度とは、オブジェクトの関心領域の強調表示の強調度を示すものである。また、これらの画像表示パラメータを決定する条件情報としては、挿入手段であるカテーテルの先端部の先端位置、挿入される先端部の先端方向等が挙げられる。

【００２７】２次元画像生成部２２では、イメージメモリ部２０に取り込まれた画像をブレン毎に表示処理を行う。

【００２８】３次元画像生成部２４では、システム制御部３０から視線方向、不透明度、グレイ／カラー設定条

件を用いて、イメージメモリ部２０のボクセルデータについて、３次元画像を生成する。この画像生成としては、例えばレンダリング処理等が挙げられる。

【００２９】選択部２６は、操作者の操作に基づいて、２次元画像生成部２２で得られた２次元画像のデータと、３次元画像生成部２４で得られた３次元画像データとを選択する機能を有する。

【００３０】２次元画像生成部２２、３次元画像生成部２４からの画像データは、選択部２６に入力され、選択部２６からの出力信号は、例えば図示しないＤ／Ａ変換器等によりアナログ信号に変換された後、表示部２８に入力される。

【００３１】表示部２８は、３次元画像生成部２４及び２次元画像生成部２２からの画像を表示させる機能を有し、例えばＴＶモニタ等から形成され、単体又はデュアル（２画面や合成）表示を可能とする。

【００３２】設定手段であるコンソール３２は、例えばトラックボール及び／又はキーボード等の入力装置を用いて構成され、表示部２８上で診断部位の指定や、各種画像表示パラメータ、関心領域パラメータの入力設定等を行うためのものである。これにより、制御手段４は、コンソール３２により設定された関心領域パラメータに基づいて、制御により算出された関心領域１００の関心領域パラメータを変更制御する。

【００３３】（検出手段について）次に、検出手段２の詳細な構成について説明する。検出手段２は、図１に示すように、カテーテル１１（図３参照）と、被検体内を超音波により走査して画像信号を得る超音波プローブ１０と、超音波プローブ１０に接続された超音波送受信部１２と、カテーテル１１の先端部の先端位置及び先端方向を検出する位置・方向検出部１４と、を含んで構成される。

【００３４】超音波プローブ１０は、複数の超音波トランスデューサが配列される。なお、超音波プローブ１０は、ボリュームスキャンデータを得る為に、１次元配列のプローブで複数枚分のスキャンを行う構成であっても、２次元配列のプローブで３次元方向にボリュームスキャンを行う構成であってもよい。カテーテル１１の回転角度及び患者体内での進入距離を計測し、これらの情報を先端位置情報として出力するエンコーダ等を持つ場合がある。

【００３５】挿入手段であるカテーテル１１は、超音波プローブ１０に回転自在に装着される。なお、挿入手段としては、カテーテルに限らず、穿刺針であってもよい。また、カテーテル１１の先端部には、図５に示すように、造影部であって、カテーテル１１と異なるコントラストで形成された複数例えば２個のコントラスト剤含有部１１ａ、１１ｂが設けられている。これにより、２点の造影作用によりカテーテル１１が向く方向を検出できる。また、このコントラスト含有部を３個以上設けて

もよい。これにより、カテーテル11の柔軟性により湾曲して、その先端部が操作者の視線側を向く状態にまで屈曲したとしても、造影によって先端部の向く方向を特定できる。

【0036】このように構成された超音波プローブ10を例えば患者の血管102内に挿入し、回転させつつ、超音波トランデュサにより超音波の送受信を行うので、3次元空間の走査が可能である。すなわち、超音波トランデュサによる1回のリニア走査により2次元空間の走査ができるので、回転を繰り返すことにより、断面扇状の3次元空間の画像信号を得ることができる。

【0037】超音波送受信部12は、超音波プローブ10の送信・受信の制御を行うことで、画像信号（エコーデータ）を得る機能を有しており、超音波トランデュサに対して駆動パルス进行供給し、かつ、超音波トランデュサにより受信された反射波信号を受け取って処理する回路である。

【0038】送信時には図示しないパルス発生器から超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスが出力され、レートパルスは、図示しない送信遅延回路に入力され、ここで送信ビームの電子集束のための遅延時間が与えられた後、図示しない駆動回路に供給される。駆動回路から出力される駆動パルスにより、超音波トランデュサが駆動され、超音波プローブ10から超音波パルスがビーム状に図示しない患者体内に向けて放射される。

【0039】超音波プローブ10から患者体内に放射された超音波パルスは患者体内で反射され、その反射波が超音波プローブ10によって受信される。

【0040】反射波の受信時には、送信時と同じ超音波トランデュサが選択され、選択された超音波トランデュサで受信された反射波のみが反射波信号として取り出され、反射波信号は受信遅延回路に送られ、送信遅延回路と同様の遅延時間与えられた後、図示しない加算器にて送られて加算合成され、図示しない対数増幅器で対数圧縮及び増幅され、さらに図示しない包絡線検波器により検波される。

【0041】位置・方向検出部14は、治療に使用するカテーテル11の先端部位置を検出する第1の検出部である位置検出部としての機能と、方向を検出する第2の検出部である方向検出部としての機能を有する。

【0042】位置検出を行う場合は、例えばカテーテル11を操作することで、位置検出機構であるエンコーダ等により移動距離情報及び角度情報を検出して先端位置を算出できる。

【0043】但し、カテーテル11は、柔軟性がある為、体外からの操作での位置検出は難しい。この場合は、図5に示すように、カテーテル11の先端部に超音波コントラスト増加部分を持つ組成を持たせることにより、通常のスキャンにより上記エンコーダから先端部位

を抽出できる。

【0044】方向検出を行う場合は、上述の図5に示すコントラスト含有部11a・11bを2箇所形成することで、この2箇所に造影成分を持たせることにより、カテーテル11の先端部の進行方向を検出できる。なお、造影を持たせるためであれば、上記のコントラスト含有部11a・11bを構成する場合に限定されず、各コントラスト成分の形状を変えるようにして構成してもよい。

【0045】（制御手段について）次に、制御手段4の詳細な構成について説明する。制御手段4は、検出された先端位置と先端方向とに基づいて、被検体内における先端部周辺の特徴を抽出した3次元画像における関心領域100（図3参照）の不透明度を、カテーテル11の移動に応じて変更制御する機能を有し、超音波送受信部12からの画像信号を格納するイメージメモリ部20と、装置全体の制御を司るシステム制御部30と、表示画面上に3次元画像とともに表示されるグラフィック表示データを生成するグラフィックデータ生成部34と、関心領域や不透明度等の各種の制御演算を行う制御演算部40と、を含んで構成される。

【0046】イメージメモリ部20では、超音波送受信部12からのエコーデータを記録蓄積する。例えば超音波プローブ10が、1次元のプローブの場合は、複数枚の収集プレーンをイメージメモリ部20上に並べる。また、超音波プローブ10が2次元のプローブの場合は、ボリュームエコーデータを記録する。すなわち、超音波送受信部12の出力信号は、図示しないA/D変換器によりデジタル信号に変換されて画像データとなり、この画像データはイメージメモリ部20に一旦ストアされる。イメージメモリ部20にストアされた画像データは、図示しないフレームメモリ及び2次元座標変換部とからなる2次元画像生成部22に入力され、ここで2次元画像、すなわち、患者体内の2次元空間の断層像が構成される。

【0047】さらに、イメージメモリ部20にストアされた画像データは、図示しない3次元メモリ及び3次元座標変換部とからなる3次元画像生成部24に入力され、ここで3次元画像が生成される。

【0048】システム制御部30は、装置全体の制御、すなわち、超音波プローブ10に設けられたエンコーダからのカテーテル11の先端位置、先端方向、コンソール32からの診断部位指定情報、画像表示パラメータ、関心領域パラメータ等を受けて超音波送受信部12、2次元画像生成部22、3次元画像生成部24、グラフィックデータ生成部34、制御演算部40等の制御を行う回路である。また、システム制御部30は、ユーザーインターフェースをも行い、超音波スキャンの制御や、モード変更、基本的な画像表示パラメータ設定等を行う機能も有する。

【0049】グラフィックデータ生成部34は、カテテル11の位置検出のマーク表示や、関心領域抽出操作カーソル、不透明度の不透明度曲線、視線方向の距離と不透明度を補正する補正值との関係を示す補正曲線、等の各種グラフィック表示データを生成する機能を有する。また、グラフィックデータ生成部34は、表示部28において3次元空間内での2次元画像の走査位置を示すグラフィック画像等を表示するための信号も格納している。このグラフィックデータ生成部34からの画像データは3次元画像生成部24に入力される。

【0050】(制御演算手段について)次に、制御演算手段40の詳細な構成と画像生成の原理について説明する。

【0051】制御演算手段40は、先端位置と先端方向とに基づいて、関心領域100のボクセル値分布の平均値(基準値)を算出する関心領域演算部50と、ボクセル値分布の平均値(基準値)に基づいて、不透明度の不透明度曲線を算出する不透明度演算部60と、先端位置と先端方向とに基づいて、3次元空間上の視点位置から先端位置までの視線方向の距離を算出する視線方向距離演算部70と、視線方向の距離に基づいて、不透明度を補正する補正值を算出するとともに、補正值と不透明度とに基づいて補正された不透明度を算出する補正值演算部80と、を含んで構成される。

【0052】これにより、不透明度曲線に基づき、関心領域100の境界面における強調表示の強調度を変更制御する。

【0053】(関心領域演算部)ここで、関心領域演算部の具体的構成について図2を用いて説明する。図2は、関心領域演算部の具体的構成を示す図である。

【0054】関心領域演算部50は、カテテル11先端部又は操作者指定領域について、ボクセル値の平均を演算する。この関心領域100の大きさや形状は任意に設定できる。また、カテテル11を進めるに従い、関心領域100中心も進行方向側に移動していく。なお、カテテル11による病巣への薬剤注入では、病巣等をユーザーが指定(3次元領域抽出)することにより、その領域を基準にレンダリングを行うこともできる。

【0055】関心領域演算部50は、図2に示すように、先端位置と先端方向とに基づいて、カテテル11のボクセル位置を算出するボクセル位置演算部52と、ボクセル位置と関心領域100の表示態様を規定する関心領域パラメータとに基づいて、関心領域100のボクセル値を抽出する関心領域抽出部54と、イメージメモリ部20の収集データとボクセル値とに基づいて関心領域の平均値を算出する関心領域平均値演算部56と、を含んで構成される。なお、関心領域パラメータとしては、関心領域100の形状、関心領域100の大きさ、関心領域100の進行方向優先度等が挙げられる。

【0056】上記のような構成の関心領域演算部50に

おいて、まず、位置・方向検出部14から先端位置及び先端方向データがボクセル位置演算部52に入力されると、ボクセル位置演算部52は、カテテル11の先端部のボクセル位置を算出する。

【0057】すると、コンソール32にて設定された関心領域パラメータ(関心領域100の形状、関心領域100の大きさ、関心領域100の進行方向優先度等)と、上記のカテテル11の先端部のボクセル位置とから関心領域抽出部54では、関心領域100のボクセル値を抽出することとなる。

【0058】そして、この抽出されたボクセル値と、イメージメモリ部20にて収集された収集データとに基づいて、関心領域平均値演算部56は関心領域100のボクセル値の平均値を算出する。この算出された関心領域100の平均値は、不透明度演算部60に入力される。

【0059】(不透明度演算部)不透明度演算部60は、関心領域100から求めた関心領域平均値となる基準ボクセル値に基づいて、不透明度パラメータ及びその曲線を決定する。すなわち、図3に示すように、基準ボクセル値である基準値(A)を中心とした不透明度曲線を設定する。ここで、不透明度曲線の幅sが小さい場合は、関心領域100のみ強調される画像となり、その他のボクセル値部分は透過して表示上では目立たないこととなる。不透明度曲線の幅sを大きくすると、基準ボクセル値(基準値(A))以外も反射が増加する為、強調度は小さくなることになる。

【0060】ここで、レンダリング処理の中でも特にレイトレーシング法を用いて3次元画像を構成する例を以下に説明する。このレイトレーシング法では、図4に示すように、3次元画像データに対して、視線方向すなわち投影面(プロジェクションプレーン106)を決め、ボクセル104に対して視線方向から光線(=レイ)を飛ばし、経由するボクセルデータ値で決まる不透明度により、減衰透過する光線量を計算しながらレイ上の各サンプル点(x、y、z)の反射光総量に輝度やカラー処理を施して3次元画像を得る。

【0061】なお、不透明度の他に、隣接するボクセル値面に対してライディングによる光の当たり具合で影付けを行うシェーディング処理などもある。レンダリング処理には、前記レイトレーシング法の他にも、バックプロジェクション法など様々な処理方法があるが、本例はレイトレーシング法に限定するものではない。

【0062】このような処理手順に違いがあった場合でも、不透明度等の各種パラメータの意味付けは同じである。

【0063】ここで、不透明度の役割について説明する。このパラメータにより、透過光線量が決まる為、不透明度が大きい傾向がある場合は、奥方向まで光線が届かず、視線方向の近くまで表示される。一方、不透明度が小さい傾向がある場合には、奥方向までが表示される

こととなる。さらに、不透明度は、強調したいボクセル値とも関係付けことが可能である。

【0064】視線方向距離演算部70は、位置・方向検出部14からボクセルデータのどの位置にカテータル11先端があるかの情報を得て、進行方向を算出する。

【0065】この進行方向から、3次元画像視線方向を決定し、そのパラメータを3次元画像構成部に渡すことにより、カテータル11の進行方向を表示側に行側に設定できることとなる。またその視線方向から注目点(カテータル11先端)までの奥行き距離を算出する。

【0066】(補正值演算部)補正值演算部80は、関心領域100の位置に合わせて、図3に示すように、不透明度を補正する補正曲線を算出する機能を有する。

【0067】図3の例で示すように、視点位置から関心領域100までの方向である視線方向からの深さ v の距離から、不透明度への係数を変えて、関心領域をさらに強調することが可能となる。

【0068】ここで、不透明度と深さ v 方向の距離に応じた補正值(B)との関係は、以下の式で表すことができる。すなわち、レイトレーシングステップ毎のボクセル奥行きへの不透明度を $NEW_Opacity(k)$ 、関心領域から求めた不透明度の曲線を $Opacity$ 、レイトレーシングステップ毎の不透明度補正值を $Depth_correct(k)$ とすると、 $NEW_Opacity(k) = Opacity * Depth_correct(k)$ となる。

【0069】この深さ v 方向への補正がない場合は、ボクセル値のみで不透明度が変わる為、不透明度基準値(A)に近いボクセル値が近距離に大量にあると、手前のみが強調させることとなり、注目したい部位まで透過光が届かず、見え難い現象が起こる。そこで、関心領域近傍には、補正值(B)を大きくして高めの係数を与え、その他の距離部分には、補正值(B)を小さくして低めの係数を掛けることにより、強調表示性能を向上させることが可能になる。

【0070】この距離補正は、視線方向 θ の変化に対して、リアルタイムで再計算及び再設定を可能となる。

【0071】なお、不透明度を $Opacity$ 、レイトレーシングサンプル点のボクセル値を $color$ とすると、レイトレーシングサンプル点の減衰光量 h は、 $h(m) = (1 - h(m-1)) * opacity(V(x, y, z))$ となる。そして、投影面上 (u, v) 座標上の画素値 $I(u, v)$ は、

【0072】

【数1】

$$I(u, v) = \sum_{k=0}^{n-1} color(V(x, y, z) * h(k))$$

となる。これにより、補正した不透明度から画素値を算出することができる。

【0073】さらに、自動設定した曲線を操作者が変更することができるように構成されている。また、関心領域100の関心領域パラメータを設定する設定手段であるコンソール32により、操作者による変更を可能としている。

【0074】これにより、基準値の自動計算を行っている為、ユーザーが調整する上でも、希望する設定値に容易に近づけることも可能となる。

【0075】上記のような構成の制御演算部40において、不透明度演算部60は、関心領域演算部50からの関心領域平均値、すなわち不透明度基準値(A)により、図3のボクセル値分布による不透明度曲線を算出する。

【0076】一方、位置・方向検出部14からの先端位置及び先端方向データにより、視線方向距離演算部70は、視線方向からの深さ v を算出する。この深さ v に基づいて、補正值演算部80は、先ず、図3に示す補正曲線を算出する。次いで、この補正曲線に対応した補正值(B)を上記で求めた不透明度演算部60からの不透明度(A)に掛け合わせることにより、補正された不透明度を算出する。

【0077】そして、レイトレーシング法では、この補正された不透明度と、減衰光量及びボクセル値により、上述の数式を用いて画素値を算出することができる。

【0078】この算出された画素値を3次元画像生成部24に入力することで、関心領域100の強調度をより明瞭に表示した3次元画像が生成されることとなる。

【0079】さらに、これら演算された表示画像では、3次元画像が明瞭でない場合には、コンソール32から関心領域パラメータ(形状、大きさ、進行方向優先度等)や不透明度曲線、補正曲線等を任意に設定して、さらなる補正を行えばよい。

【0080】なお、上述の各基準値に対応した複数の不透明度曲線に関するテーブル、各深さ v に対応した複数の補正曲線に関するテーブル等のデータは、制御手段4に含まれる図示しない記憶手段に予め格納しておいてもよいし、グラフィックデータ生成部34内に図示しないメモリを形成して格納してもよいし、イメージメモリ部20内に専用のメモリアドレス空間を形成してもよいし、3次元画像生成部24内のメモリに専用のメモリアドレス空間を形成してもよいし、不透明度演算部60・補正值演算部80・視線方向距離演算部70に図示しない記憶手段であるメモリを各々形成することで実施してもよい。

【0081】このように、本実施の形態によれば、治療・診断に使用する超音波3次元画像について、関心領域の強調表示が可能となり、複数のパラメータ設定を操作しなくても適正な表示を得ることができる。

【0082】また、カテータル11での治療、診察におけるナビゲーションとして、進行する方向付近の領域を

適正に表示でき、煩雑な操作の低減を図ることができる。さらに、関心領域が適正に表示されるため、血管102や組織等が鮮明であり、誤操作による患者への損傷を低減するものである。

【0083】(動作について)次に、図1～図6を参照して上述のような構成の超音波診断装置の全体の動作を説明する。

【0084】まず、超音波プローブ10を患者の例えば血管102等内に挿入し、回転させることで3次元空間の走査を行う。この走査により超音波プローブ10から超音波送受信部12を介して得られた3次元空間内の画像データは、一旦イメージメモリ部20に蓄積された後、2次元画像生成部22に入力され、表示部28に対応した2次元座標に変換されて図示しないフレームメモリに格納される。すなわち、フレームメモリには3次元空間を構成する2次元空間の2次元画像である断層像の画像データが順次得られる。

【0085】イメージメモリ部20からの画像データは、3次元画像生成部24にも入力され、3次元座標に変換されて、図示しない3次元メモリに3次元画像データとして格納される。

【0086】このように3次元走査を行って、イメージメモリ部20に必要な画像データを蓄積しながら、診断部位を探す。ここで、カテーテル11の先端部には、図3に示すような所望の大きさ、形状の関心領域100が自動的に3次元表示されるので、操作者は、関心領域の3次元画像を見ながら、コンソール32を用いてカテーテル11を移動するだけで、診断部位を探すことができる。

【0087】なお、関心領域の3次元画像の表示とともに、3次元空間内の2次元空間の断層像も順次一定間隔で2次元画像生成部22により生成され、選択手段26を通して表示部28において表示される。その際、例えば3次元空間内での2次元空間の走査位置を示す画像も同時に表示される。

【0088】これらの画像は、超音波プローブ10に設けられたエンコードからの位置情報に基づいてシステム制御部30を介し、表示部28上に表示される。

【0089】すなわち、2次元画像生成部22、3次元画像生成部24からの画像データは、選択部26に入力され、選択部26からの出力信号は、表示部28に入力される。

【0090】操作者が、コンソール32にて2次元画像の表示のみを指定した場合には、選択部26は、2次元画像のみを表示部28に出力し、2次元画像が表示されることになる。同様に、コンソール32にて3次元画像の表示のみを指定した場合には、3次元画像のみを表示部28に出力し、3次元画像が表示されることになる。

【0091】さらに、コンソール32にて3次元画像及び2次元画像の2画面表示を指定した場合には、3次元

画像及び2次元画像の双方を表示部28に出力し、3次元画像及び2次元画像の双方が分割画面表示(もしくはウィンドウによる部分重複表示)されることになる。

【0092】また、各種画像表示パラメータ(視線方向、不透明度、カッティング、シェーディング)、関心領域パラメータ(関心領域の大きさ、形状、進行方向優先度)、カテーテル11位置のマーク表示、関心領域抽出カーソル、不透明度曲線、補正曲線等のグラフィック表示データは、超音波プローブ10に設けられたエンコードからの位置情報及びコンソール32からの診断部位指定情報に基づいてシステム制御部30を介し、グラフィックデータ生成部34で作成され、3次元画像上にスーパーインポーズされて表示される。また、カテーテル11を挿入する際の角度と診断部位までの距離などの位置情報、走査位置を示す画像、等も同時に表示される。

【0093】この関心領域100の表示は、上述したように、カテーテル11の移動及び3次元空間上の視点位置の移動に応じて、関心領域100の不透明度を変更する演算を行うことにより表示可能となる。すなわち、位置・方向検出部14からの先端位置及び先端方向データにより、カテーテル11の先端部のボクセル位置を算出し、このボクセル位置とコンソール32にて設定された関心領域パラメータ(関心領域100の形状、関心領域100の大きさ、関心領域100の進行方向優先度等)とから、関心領域100のボクセル値を抽出する。そして、この抽出されたボクセル値とイメージメモリ部20にて収集された収集データとに基づいて、関心領域100のボクセル値の平均値を算出し、この平均値である不透明度基準値(A)により、不透明度演算部60が図3のボクセル値分布による不透明度曲線を算出する。

【0094】一方、位置・方向検出部14からの先端位置及び先端方向データにより、視線方向距離演算部70は、視線方向からの深さvを算出し、この深さvに基づいて、補正值演算部80が図3に示す補正曲線を算出する。

【0095】次いで、この補正曲線に対応した補正值(B)を上記不透明度に掛け合わせることで、補正された不透明度を算出する。

【0096】そして、レイトレーシング法では、この補正された不透明度と、減衰光量及びボクセル値により、上述の数式を用いて画素値を算出することができる。

【0097】ここで、レイトレーシング(光線追跡)法による、不透明度の演算ステップについて、図6を用いて説明する。

【0098】まず、視線方向投影面のピクセルから、レイ(光線)を飛ばす(ステップ、以下「s」101)。次に、一定刻みでレイを進ませ、その点の寄与値を元のボクセルデータから求める(s102)。レイの値と寄与値と不透明度から透過光と反射光を求める(s103)。そして、s104で、有効なボクセル領域が終了

するまで、レイを進めて上記 s 102、s 103 を繰り返す。

【0099】1 本分のすべての反射光を積分したものが、投影面の画素値となる (s 105)。その後、投影面に関して、全ピクセルが終了するまで上述の s 101 ~ s 106 の演算処理を繰り返す (s 107)。

【0100】このように、画質面で優れているレイトレーシング法を用いることで、関心領域等のより明瞭な 3 次元画像表示が可能となる。なお、画像によって、上述のステップにシェーディング (陰影) 処理を入れてもよい。

【0101】このようにして、上述の算出された画素値を 3 次元画像生成部 24 に入力することで、上述の演算結果に基づき関心領域 100 を表示画面上に表示制御して、関心領域 100 の強調度をより明瞭に表示した 3 次元画像が生成されることとなる。

【0102】さらに、これら演算された表示画像では、3 次元画像が明瞭でない場合には、コンソール 32 から関心領域パラメータ (形状、大きさ、進行方向優先度等) や不透明度曲線、補正曲線等を任意に変更設定し、さらなる補正を行えばよい。例えば、補正曲線を変更した場合には、変更された補正曲線に基づき、補正された不透明度が再補正されて、関心領域 100 の強調度が変更表示されることになる。

【0103】なお、前述のように超音波プローブ 10 内のエンコーダによってカテーテル 11 の挿入角度及び挿入距離が測定され、これらのカテーテル 11 の位置情報はシステム制御部 30 に入力され、カテーテル 11 の先端位置と患者体内への進入経路が 3 次元空間のどの位置にあるかが計算によって求められる。そして、これら先端位置及び進入経路のデータがグラフィックデータ生成部 34 に入力される。

【0104】操作者は、関心領域 100 の 3 次元表示を見ながら視覚的にカテーテル 11 の先端位置を理解できるとともに、上記データ表示も行うことでカテーテル 11 の先端位置及び進入経路が患者体内の 3 次元空間のどの位置にあるかを確認できる。

【0105】そして、進入経路がずれているような場合は、カテーテル 11 の挿入をやり直し、カテーテル 11 の先端部が所望の診断部位に到達したことを確認したら、生検切削等を行う。

【0106】以上のように本実施の形態によれば、超音波スキャン中に表示する患者体内の 3 次元画像について、従来操作者が画像を見ながら調整していた不透明度、視線方向等の画像表示パラメータを自動的に算出することにより、関心領域の強調度をリアルタイムに最適に設定した 3 次元画像上に表示してカテーテルの進入状態を正確かつ容易にモニタリングでき、煩雑な操作工程を低減できる。

【0107】また、視線方向での深さ方向に応じた不透

明度を用いた補正を加味した関心領域を表示できるので、より強調したボリュームレンダリング像を得ることが可能となり、注目する部位の的確な観察が可能となる。しかも、これらパラメータはリアルタイムに表示調整が可能であって、かつコンソールによる調整をも可能としている。

【0108】特に、カテーテルのナビゲーションでは、3 次元画像の視線方向をカテーテル進行方向に合わせた上で、先端位置と方向を元に関心領域に関する画像表示パラメータが自動的に制御され、カテーテル操作のナビゲートに最適な 3 次元画像表示を提供できるため、手術効率・安全性の向上、操作性、診断能の向上が可能である。

【0109】〔第 2 の実施の形態〕次に、本発明にかかる第 2 の実施の形態について、図 7 に基づいて説明する。なお、以下には、前記第 1 の実施の形態の実質的に同様の構成に関しては説明を省略し、異なる部分についてのみ述べる。図 7 は、本例の超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。

【0110】本例の超音波診断装置 200 では、図 7 に示すように、補正演算部を 3 次元画像生成部 224 内で演算するように構成している。したがって、制御演算部 240 の構成には、関心領域演算部 250、不透明度演算部 260、視線方向演算部 270 のみの構成となり、補正演算部の符号が図示されていない。このようにすることにより、回路構成を簡略化して、画像処理速度を向上させることができる。なお、他の構成については、図 1 の装置の構成の各符号において、200 番台の符号に置き換えたものであり実質的な構成はほぼ同様の構成となるので説明は省略する。

【0111】さらに、補正演算部を不透明演算部 260 で兼用する構成としてもよい。その場合には、不透明度演算部 260 は、ボクセル値を演算し、不透明度の不透明度曲線を算出する図示しない第 1 の演算部と、視線方向の距離に基づいて不透明度を補正する補正值を算出する図示しない第 2 の演算部と、不透明度と補正值とに基づいて、補正された不透明度を算出する図示しない第 3 の演算部と、を含んで構成されることとなる。このように、補正演算部は、第 1 の実施の形態のようなハードウェア構成に限定されるものではない。

【0112】〔第 3 の実施の形態〕次に、本発明にかかる第 3 の実施の形態について、図 8 に基づいて説明する。図 8 は、超音波診断装置において、関心領域の不透明度及び 3 次元画像の生成を算出するのにバックプロジェクション法を用いた場合の処理手順を示すフローチャートである。

【0113】バックプロジェクション法を用いて演算を行うには、同図に示すように、まず、視線方向投影面に近いボクセル点から、投影面に寄与値を投影する (s 201)。次に、投影面の各ピクセルに合わせて、ボクセ

ルからの寄与値を補間する (s 2 0 2) 。そして、ピクセル毎に寄与値、不透明度、透過光から反射光と透過光を新たに求める (s 2 0 3) 。次に、投影面に近いボクセル点から再度投影を行う (s 2 0 4) 。前回の透過光を元に、各ピクセルの演算を行う (s 2 0 5) 。そして、s 2 0 6 において、全ボクセル点の投影処理が終了するまで s 2 0 1 ~ s 2 0 5 を繰り返す。こうして、各ピクセルでの反射光の積分値を表示画像値とする演算を行う (s 2 0 7) 。

【0114】このように、バックプロジェクション法を用いることで、投影面上のみの補間で済み、処理速度の高速化が図れる。また、レイトレーシング法では、ボクセルデータのアクセス順番がランダムになってしまうが、バックプロジェクション法では、投影面に近いという条件の元にメモリアクセスの都合の良い順番でアクセスが可能である。

【0115】なお、本発明にかかる装置と方法は、そのいくつかの特定の実施の形態に従って説明してきたが、当業者は本発明の主旨および範囲から逸脱することなく本発明の本文に記述した実施の形態に対して種々の変形が可能である。例えば、上述の各実施の形態では、手術装置に内蔵させたエンコーダによりカテーテルの角度及び距離を検出し、これらの情報からカテーテルの先端位置及び先端方向を求めたが、カテーテルの先端に超音波発振器を内蔵させ、この超音波発信器からの超音波を超音波トランスデューサで受信して先端位置及び先端方向を検出するようにしてもよい。

【0116】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、超音波スキャン中に表示する3次元画像について、従来操作者が画像を見ながら調整していた不透明度、視線方向等の画像表示パラメータを自動的に算出することにより、関心領域の強調度をリアルタイムに最適に設定した3次元画像上に表示して挿入手段の進入状態を正確かつ容易にモニタリングでき、煩雑な操作工程を低減できる。

【0117】特に、挿入手段のナビゲーションでは、3次元画像の視線方向を挿入手段の進行方向に合わせた上で、先端位置と先端方向を元に関心領域に関する画像表示パラメータが自動的に制御され、挿入手段操作のナビゲートに最適な3次元画像表示を提供できるため、手術効率・安全性の向上、操作性、診断能の向上が可能であ

る。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。

【図2】図1の関心領域演算部の詳細な構成を示す機能ブロック図である。

【図3】カテーテル先端部の関心領域での不透明度及び補正值の概念を説明するための説明図である。

【図4】レイトレーシング法の概念を説明するための説明図である。

【図5】カテーテルの先端部を示す斜視図である。

【図6】レイトレーシング法を用いて3次元画像を生成する場合の処理手順を示すフローチャートである。

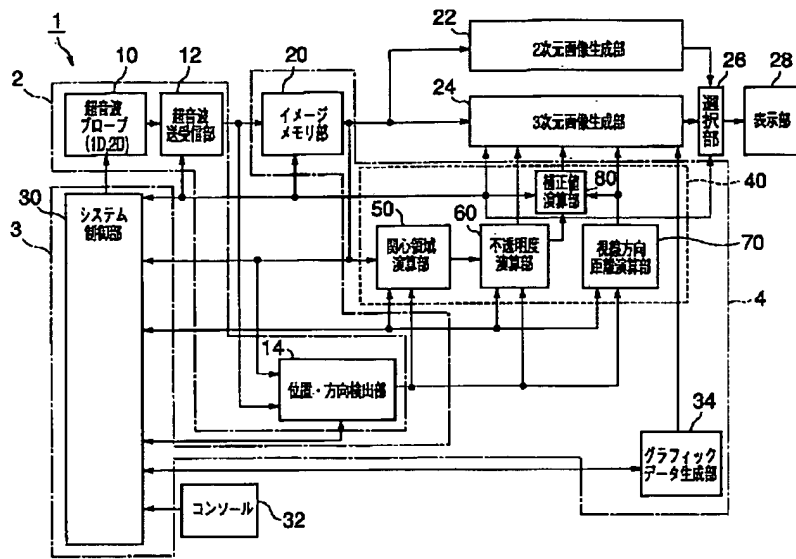
【図7】本発明の第2の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。

【図8】バックプロジェクション法を用いて3次元画像を生成する場合の処理手順を示すフローチャートである。

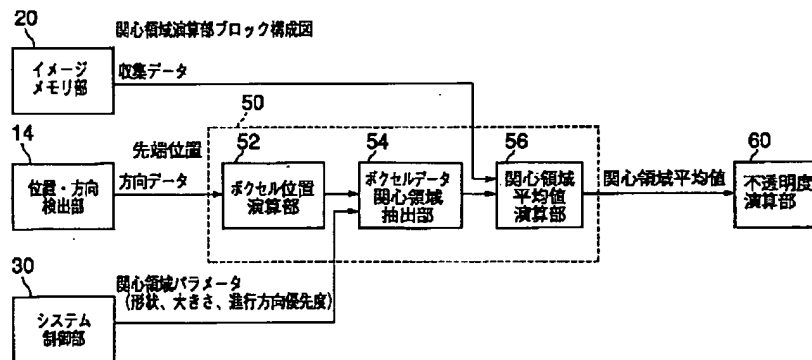
【符号の説明】

- 1 超音波診断装置
- 2 検出手段
- 4 制御手段
- 10 超音波プローブ
- 11 カテーテル (挿入手段)
- 11 a、11 b コントラスト含有部 (造影部)
- 12 超音波送受信部
- 14 位置・方向検出部
- 20 イメージメモリ部
- 22 2次元画像生成部
- 24 3次元画像生成部
- 26 選択部
- 28 表示部
- 30 システム制御部
- 32 コンソール (設定手段)
- 34 グラフィックデータ生成部
- 40 制御演算部
- 50 関心領域演算部
- 60 不透明度演算部
- 70 視線方向距離演算部
- 80 補正值演算部
- 100 関心領域

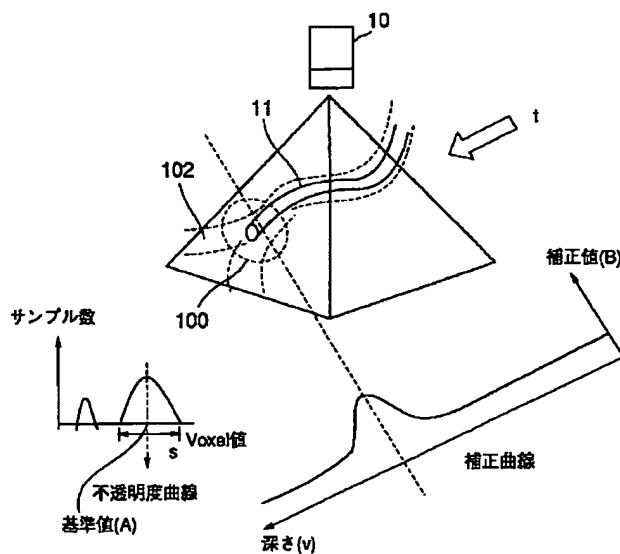
【図1】



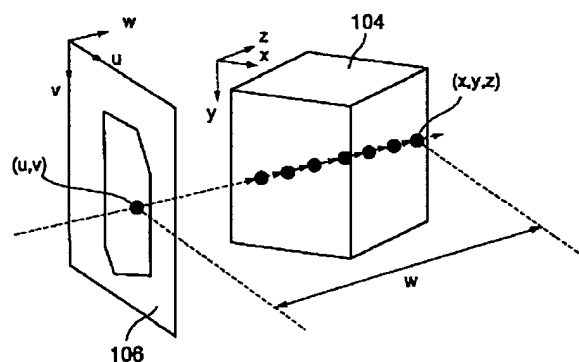
【図2】



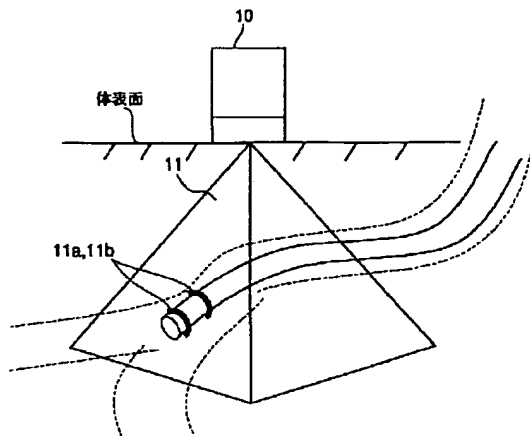
【図3】



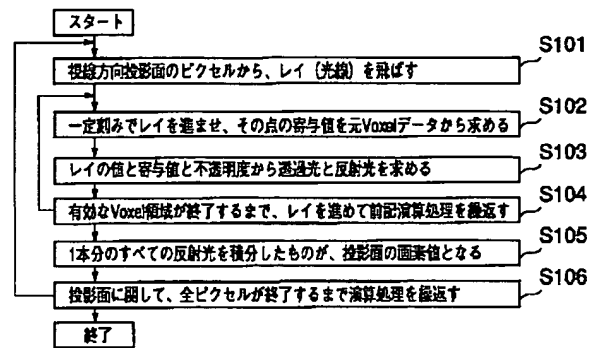
【図4】



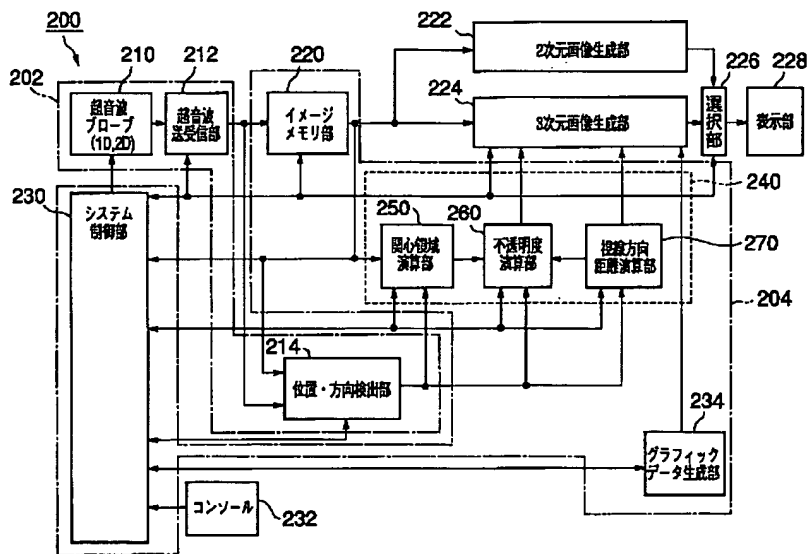
【図5】



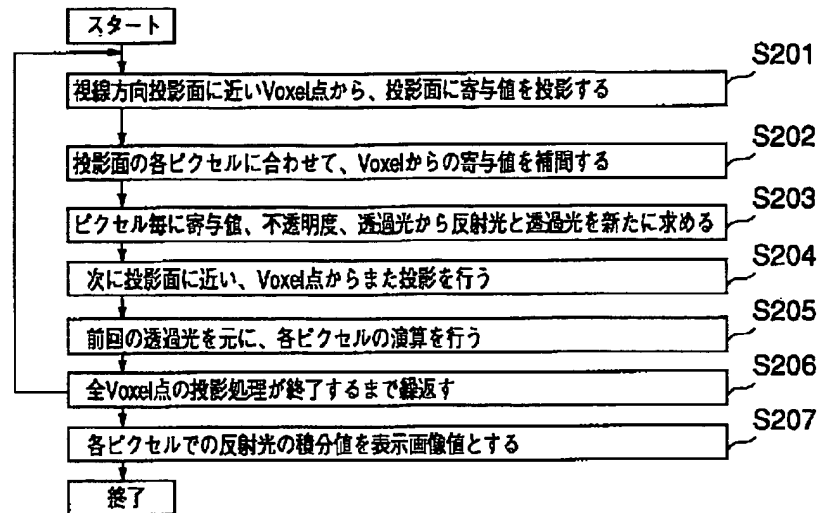
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 EE13 EE14 FF17 FF30 GD08
 JB17 JC20 KK16
 5B057 AA07 CA13 DA04 DA07 DA16
 DB03